

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 64-076866 (A)

(43)Date of publication of application : 22.03.1989

(51)Int.Cl.

A61M 1/14

A61M 1/14

(21)Application number : 63-221083

(71)Applicant : NIPPON MEDICAL ENG KK

(22)Date of filing : 02.09.1988

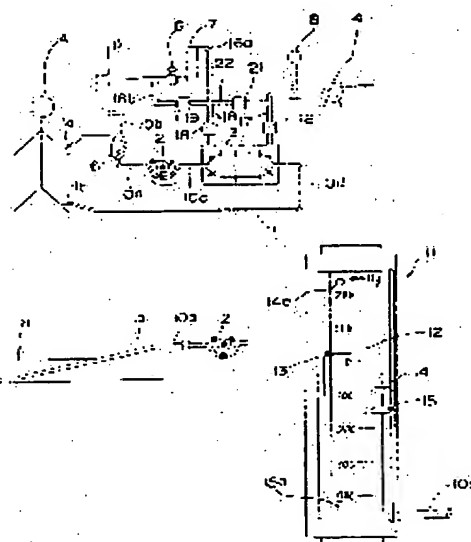
(72)Inventor : MINAMI HIROMICHI

(54) AUTOMATIC DIALYTIC APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To achieve labor saving to a large extent by almost omitting the frequent measurement of the blood pressure of a patient and the adjustment of a water removing speed at that time, by providing a shortcircuit bypass passage equipped with an opening and closing valve for shortcircuiting the upstream side of the opening and closing valve provided to the feed-in passage of a dialysing fluid and the upstream side of the dialysing fluid pump of discharge passage.

CONSTITUTION: Usually, dialysis is performed by the recirculation of a definite amount of blood by a blood pump 2 and ultrafiltration pressure and water removal also advances. When the water removal further advances and the pressure of the blood in a blood vessel having a cannula 1a thrust therein is lowered, the pressure in a tube 10a is also lowered and the measuring needle 13 of a pressure detector 11 moves downwardly and, when it becomes equal to the set value of the first setting needle 14, the first detection signal is outputted. Solenoid opening and closing valves 18, 19 are closed by said signal and the ultrafiltration pressure in a dialyzer 3 is lowered to almost zero and, at the same time, a solenoid opening and closing valve 21 is opened and a dialysing fluid is directly discharged from a shortcircuit bypass passage 22 without passing through the dialyzer 3 to stop the advance of the water removal. During this time, the dialysing fluid in the dialyzer 3 is replaced within an extremely short time.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

⑫ 特許公報(B2)

平2-38227

⑬ Int. Cl.⁵

A 61 M 1/14

識別記号

3 5 5
3 5 7

庁内整理番号

7180-4C
7180-4C

⑭ 公告 平成2年(1990)8月29日

発明の数 1 (全7頁)

⑮ 発明の名称 自動透析装置

⑯ 特 願 昭63-221083

⑰ 公 開 平1-76866

⑱ 出 願 昭58(1983)3月31日

⑲ 平1(1989)3月22日

⑳ 特 願 昭58-57147の分割

㉑ 発 明 者 南 博 迪 兵庫県宝塚市逆瀬台4丁目7番10号

㉒ 出 願 人 日本メディカルエンジニアリング株式会社 兵庫県尼崎市西難波町4丁目6番28号

㉓ 代 理 人 弁理士 藤川 忠司

㉔ 審 査 官 主 代 静 義

㉕ 参 考 文 献 特開 昭59-2748 (JP, A) 特開 昭51-51192 (JP, A)
特開 昭50-141898 (JP, A) 実開 昭58-43450 (JP, U)

1

⑳ 特許請求の範囲

1 透析器を用いて透析液側の陰圧によつて血液透析を行う装置であつて、

血液を該透析器へ送り込む血液ポンプと；

圧力測定部および所定圧力値の設定部を有し、上記血液ポンプよりも上流側に設置されて、該上流側の血液の圧力を測定すると共に、この測定圧力が設定圧力以下になった際に検知信号を出力する圧力検知器と；

透析器に接続された透析液の給入路および排出路にそれぞれ設けられた開閉弁と；

上記排出路に設けられた透析液を吸引排出する透析液ポンプと；

上記給入路の開閉弁よりも上流側に設けられて給入路側の透析液流量を制限して透析器内に陰圧による限外濾過圧を発生させる透析液絞り手段と；

圧力検知器の検知信号に基づき上記開閉弁を閉鎖する弁開閉制御手段と；

を具備してなる自動透析装置。

2 透析液の給入路の開閉弁よりも上流側と排出路の透析液ポンプよりも上流側とを短絡する開閉弁付きの短絡バイパス路が設けられ、前記弁開閉制御手段が該バイパス路の開閉弁を透析液の給入

2

路および排出路の開閉弁とは逆の開閉状態に作動させるものである特許請求の範囲第1項記載の自動透析装置。

発明の詳細な説明

5 (発明の対象、産業上の利用分野)

本発明は、陰圧法によつて血液透析を行う際に用いる自動透析装置に関し、血液透析の自動化・省力化に利用される。

(従来技術)

10 人工臓器装置(透析装置)を用いて行う血液透析は、人体が腎不全に陥つた際に、腎臓に代わり体内の老廃物を排除し、または必要なものを取り入れて血液の浄化を行うために広く行われている。

15 第1図は従来からの透析装置の一例を示すもので、これは陰圧法によるものである。第1図において、躯体Aの四肢の血管にカニユーレ1a、1bを穿刺し、血液を体外循環させる血液回路1の出入口とする。血液ポンプ2によつてカニユーレ1aから流出する血液の一定流量を透析器3に供給するとともに、透析液ポンプ4による吸引圧力にて給入路5aより透析液を透析器3内に供給し、透析後の透析液を排出路5bより排出する。しかして、透析器3内の限外濾過圧、給入路5a側の

流量調整弁 6 を流量計 7 を目安として絞り調節し、透析器 3 への透析液の吸入側の流量を排出側よりも小さくして透析器 3 内の透析液を適当な陰圧にすることによって発生させる。8 は透析液の吸入側の圧力を測定する圧力計である。透析器 3 の血液の入口には、エアーチャンバー 9 a 及び圧力計 9 b を設けておき、血液側の圧力を知る目安とする。

ところで、腎臓の主な機能は尿を作ることであるが、この尿の大部分は水分であり、したがって血液透析においては血液の中から水分を抜きとること、いわゆる除水を行うことが重要な課題となる。体内の水は細胞内、細胞間、血管の順に経由して血液内に移行するが、この移行速度に見合った速度の除水を行う必要があり、しかもこの速度は患者によって異なり、また同一の患者であつても日々変化してその把握は非常に困難である。除水を規定する要因を列举すると、限外濾過圧、透析器の透析面積と膜の種類、透析時間、血液流量及び透析液と血液間の浸透圧差等がある。

これらの要因のうち、透析器の透析器面積と膜の種類は、使用する透析器によつて決定されるもので種々の透析器のうちから最適のものを選べばよい。透析液と血液間の浸透圧差は、実際には除水にそれほど有効に働かない。透析時間は、長時間である程除水量も多いが、その間患者を拘束しかつ看護する者が監視と必要な処置を行わねばならないので、短時間であるにこしたことはない。したがって、実際の血液透析においては、限外濾過圧と血液流量を調節して除水速度をできるだけ速くし、一定の時間内に目的の量の除水を行うことが必要となってくる。その為には、患者から安定した体外循環血液量が得られることが大前提であるが、この血液流量は患者によつてそれぞれ限界があり、また急速な除水による体内循環血液量の不足に起因する血圧低下、又は体外循環を行うための血液導出入装置（ブラッドアクセス）のトラブル等により、長時間にわたり安定した体外循環血液量を得ることは極めて困難である。特に除水に起因する血圧低下を起こした場合の患者は、嘔吐等の不快症状をもよおす他、四肢の痙攣を起こして放置すると長時間持続し、最悪の場合はショックの為死に至ることもあるので、血圧低下の防止には細心の注意を払わねばならない。しかし

また、血液低下を恐れて除水速度を遅くしすぎると、除水が充分に行われずに体内に残留して循環器系に大きな負担となる。

従来においては、除水速度を速めしかも血圧低下を起こさないようにするために、長期透析で様子の分かっている安定期の症例でも透析開始直後で 15~30 分毎、中途で 30~60 分毎、終了前で 15~30 分毎の定期血圧測定を行つており、透析に導入されたばかりの症例や循環血液量の少ない小児、または高齢や糖尿病等で動脈硬化が強く急激に血圧低下または冠不全状態に陥りやすい患者等では、定期血圧測定の回数をさらに上回る頻度の血圧測定を行わねばならず、その毎回の測定の結果に応じて除水速度を調整している。通常、これらの作業は看護婦が行つており、看護婦は上述した頻繁な血圧測定と除水速度の調整作業に追われ、また万が一患者が血圧低下を起こした場合には補液、薬剤注入、温湿布または汚物処理等の事後処理に忙殺されることとなる。看護婦 1 名が 4~5 名の患者を受持つている現況を考えると、これらの作業が全看護業務中に占める割合は非常に高く、看護婦に重労働を強いる結果となつている。

このように、従来の透析装置においては、良好な条件で血液透析を行うために必要な複数の作業を看護婦等の人に頼つており、当然に人的ミス発生の機会の増加、看護婦の重労働と不足及び血液透析に要する費用の増大等が問題となつていた。

これらの難点を多少でも軽減させるために、例えば特開昭 51-51192 号や特開昭 50-141898 号に開示されるように血液回路に、血液ポンプの上流側の血液の圧力を検出する圧力検知器を設け、該検知器によつて血液圧力の最大値と最小値とを連続して記録すると共に、圧力が一定値を超えれば警報ベル等の警報信号を発信させるようにした装置が提案されている。この透析装置によれば、患者に対する直接の血圧測定作業を必要としないからそれだけ作業が軽減されるが、単に血液圧力を記録し、かつ警報信号を発信させるにすぎないから、異常事態における処置即ち血圧降下を阻止し、これを正常値に復帰させるための複雑な除水速度の調整作業は、矢張り看護婦等の手作業で行わなければならない、大幅な作業改善につながらない欠点がある。

(発明の目的)

本発明は、上述の事情に鑑みた発明者の永年の研究の結果成されたもので、患者に対する頻繁な血圧測定やその度毎の除水速度の調整のほとんどが省略でき、したがって大幅な省力化の行える自動透析装置を提供することを目的とする。

(発明の構成)

本発明は、透析器を用いて透析液側の陰圧によって血液透析を行う装置であつて、血液を該透析器へ送り込む血液ポンプと、圧力測定部および所定圧力値の設定部を有し、上記血液ポンプよりも上流側に設置されて、該上流側の血液の圧力を測定すると共に、この測定圧力が該測定圧力以下になつた際に検知信号を出力する圧力検知器と、透析器に接続された透析液の給入路および排出路にそれぞれ設けられた開閉弁と、上記排出路に設けられた透析液を吸引排出する透析液ポンプと、上記給入路の開閉弁よりも上流側に設けられて給入路側の透析液流量を制限して透析器内に陰圧による限外濾過圧を発生させる透析液絞り手段と、圧力検知器の検知信号に基づき上記両開閉弁を閉鎖する弁開閉制御手段とを具備してなる自動透析装置に係る。

また、本発明では、上記自動透析装置において、透析液の給入路の開閉弁よりも上流側と排出路の透析液ポンプよりも上流側とを短絡する開閉弁付きの短絡バイパス路が設けられ、前記弁開閉制御手段が該バイパス路の開閉弁を透析液の給入路および排出路の開閉弁とは逆の開閉状態に作動させるものである構成を一つの好適態様としている。

(実施例)

まず本発明の原理を説明すると、透析中における従来の血圧測定に代えて、本発明においては血液ポンプ2の上流側の血液の圧力を圧力検知器により検知する。

すなわち、本発明の原理を説明するための第2図において、静脈血管B内は通常正の静脈圧bを有しており、静脈血管B内に穿刺したカニユーレ1a、チューブ10を介して血液ポンプ2で血液を吸引すると、カニユーレ1aによつて、カニユーレ1aの有効面積にほぼ反比例し血液流量すなわち血液ポンプ2の回転数にはほぼ比例する圧力降下cが生じる。したがってチューブ10a内の血液の圧力は(b-c)となり、これは一般に負圧

であつて正常な透析が行われている間はほぼ一定である。除水が進行すると血管内の血液量が減少するが、通常は動脈の収縮等により血圧が低下しないように維持される。ところが、血管の収縮能力を超えた除水が行われると、静脈圧bは減少し、零または負圧となる。したがってチューブ10a内の圧力(b-c)はさらに負圧側に傾くので、この圧力が一定値以下になつた時点で限外濾過圧を零近辺にして除水を中止することにより、

10 軀体全体の血圧低下を防止することができる。

本発明の第1実施例を第3図に示す。図において、エアーチャンバー9はカニユーレ1aと血液ポンプ2との間を接続するチューブ10aの途中に設けられており、エアーチャンバー9には圧モニタチューブ10bを介して圧力検知器11が接続されている。この圧力検知器11は第4図に示すごとく、適当な負圧から正圧に至るまでの目盛を有した目盛板12上を圧モニタチューブ10bにより加えられた圧力に応じて測定針13が移動し、また第一設定針14と第二設定針15及び第一表示灯14aと第二表示灯15aを有している。第一設定針14及び第二設定針15は目盛板12上の任意の位置に設定可能であり、各設定位置と測定針13の位置とが一致するとそれぞれ第一検知信号Rまたは第二検知信号Sを出力するとともに、第一表示灯14aまたは第二表示灯15aが点灯するように構成されている。ここに用いるチューブ10a、10bは負圧が加わるので負圧によつても変形しない程度の堅い材質のものが

30 圧力を正確に検知できて好ましい。

透析器3は従来から存在する周知のもので、その血液入口にはチューブ10cを介して前述の血液ポンプ2が、また血液出口にはチューブ10dを介してカニユーレ1bに接続されている。

35 一方、透析器3の透析液の給入路16及び排出路17の途中で透析器3との接続部分に近い位置には、それぞれ電磁開閉弁18、19が設けられている。そして、給入路16の電磁開閉弁18の上流側は、周知の流量調整弁6及び流量計7を備えた絞り流路16aが接続されており、かつこの絞り流路16aと並列に電磁開閉弁20を設けた給入バイパス路16bが接続されている。

40 また、給入路16の電磁開閉弁18の上流側と排出路17の電磁開閉弁19の下流側との間に

は、電磁開閉弁 21 を設けた短絡バイパス路 22 が接続されている。排出路 17 の短絡バイパス路 22 との接続部よりも下流側には、周知の圧力計 8 及び透析液ポンプ 4 が接続されている。なお、ここに用いる電磁開閉弁 18 ~ 21 は、弁開閉制御手段の指令に基づく通電のオン・オフにより流路を開閉する周知の構造のものであり、ステンレス製等の耐薬品性のものが好ましい。給入バイパス路 16 b 透析器 3 内の透析液を短時間で入れ替える場合に使用され、また短絡バイパス路 22 は限界濾過圧が零近辺になつている期間に使用されるもので、共にできるだけ流路抵抗の低いものが好ましい。

透析を行うための透析器 3 内の限外濾過圧は、透析器 3 の透析液側を血液側に対して陰圧にすることによって発生する。すなわち、透析液側において、両バイパス路 16 a, 22 の電磁開閉弁 20, 21 の閉鎖下で、透析液ポンプ 4 を運転して排出路 17 に吸引圧力を発生させると共に、給入路 16 側の透析液流量を流量調整弁 6 の絞りによつて制御して透析器 3 内の透析液側の所要の陰圧を発生させる。この時、透析液の給入量は流量計 7 により、また給込側の圧力は圧力計 8 により、それぞれ測定される。

次に、圧力検知器 9 の検知信号と、血液ポンプ 2、透析液ポンプ 4 及び電磁開閉弁 18 ~ 21 の動作状態との関係について説明する。透析中は透析液ポンプが常に運転されており、正常な透析が行われている間は、圧力検知器 11 からの検知信号はなく、血液ポンプ 2 は一定回転数で回転し、透析器 3 内に陰圧が発生し、弁開閉制御手段により電磁開閉弁 18, 19 は開、電磁開閉弁 20, 21 は閉に維持されて一定流量の透析液が透析器 3 に供給されると共に血液中の水分を加えた透析後の透析液が排出路 17 より排出されるという除水状態となつている。圧力が低下して第一設定針 14 による第一検知信号 R が出力されると、この信号に基づいて弁開閉制御手段が電磁開閉弁 18, 19 を閉、電磁開閉弁 21 を開に転換作動し、透析液は絞り流路 16 a から透析器 3 を介さず短絡バイパス路 22 を通つて直接に透析液ポンプ 4 より系外を排出され、透析器 3 内は透析液の供給および排出の停止により限界濾過圧が零近辺に低下するという除水停止状態となる。この除

水停止状態は、圧力が第一設定針 14 の設定値よりもさらに低下した場合も保持され、また、圧力がすぐに上昇して第一検知信号 R が出力されなくなつても一定時間（例えば 10 分間）は保持されるよう構成されており、チャタリング状態の発生を防止するとともに患者の安全を計っている。この一定時間をカウントする始期は、第一検知信号 R が出力されてからと出力がなくなつてからの二法をとりうる。除水停止状態においては、除水は行われぬが、浸透圧による物質の移動は行われているため、透析液を適当な時間毎に入れ替えることが好ましい。そのために、弁開閉制御手段により 1 分間に 1 回程度の割合で短時間だけ間欠的に電磁開閉弁 18, 19, 20 が開となると同時に電磁開閉弁 21 が閉となる。この場合、透析液の入れ替えに要する時間は短い程好ましいが、本実施例では入れ替え時に給入バイパス路 16 b が開放しているため、通常は 1 秒乃至数秒程度の短時間で入れ替えが完了する。

さて、除水を停止したために血液の圧力が上昇して第一検知信号 R が出力されなくなり、かつ一定時間経過すると、弁開閉制御手段によつて再び電磁開閉弁 18, 19 が開、電磁開閉弁 21 が閉となつて通常の透析を再開する。

ところで、透析中に何らかの異常により急激に圧力が低下することが考えられる。例えばカニューレ 1 a の先端が血管の内壁に吸着し、血液流が閉塞された状態となる場合がある。この場合にはカニューレ 1 a 及びチューブ 10 a 内の圧力は急激に低下し、この状態を長く放置すると血管の内壁を傷つけるので、血液ポンプ 2 を停止させる必要がある。第二設定針 15 はこの圧力低下を検知するためのもので、これによる第二検知信号 S により血液ポンプ 2 を停止させるほか、電磁開閉弁 18, 19 等の各機器が安全側に作用するようにかつ警報音の発生、表示灯の点灯等を行う構成とする。この第二検知信号 S によつて、看護婦は異常の発生を知ることができ、迅速、適切な処置を行つて事故を未然に防止することが可能になる。

上述のように構成された装置の使用方法を説明する。まず、電磁開閉弁 18, 19 を開、電磁開閉弁 20, 21 を閉とし、透析液ポンプ 4 の回転数と流量調整弁 6 の絞り度合を透析 3 内で限外濾過圧が生じない範囲に調整する。そして血液ポン

ブ2が停止している状態で圧力検知器11によつて静止時シャント圧 P_1 を測定する。 P_1 は正圧であつて通常数十mmHgである。なお、 P_1 測定時には透析液は透析器内に滞留しているだけの非流動状態としてもよい。次に血液ポンプ2を回転させるとともに、その回転数を当接透析に必要な血液流量となるように設定し、このときに圧力検知器11によつて循環時シャント圧 P_2 を測定する。 P_2 は、 P_1 からカニユーレ1aによる圧力降下を差引いた値であつても通常負圧である。圧力検知器9の第一設定針12を $P_3 = P_2 - P_1$ の値に設定し、第二設定針13を $P_4 = P_3 - (50 \sim 100)$ に設定する。したがつて、 P_2 は循環時シャント圧 P_2 よりもさらに静止時シャント圧 P_1 だけ低い値となり、 P_4 は P_2 よりもさらに50乃至100mmHg低い値となる。次に、流量調整弁6の絞り度合いはこれと透析液ポンプ4の回転数とを適度に調整し、陰圧による限界濾過圧を周知の方法で設定する。例えば2.4ℓの水を6時間で徐水する場合、透析器3のUFRを4 ml/hr/mmHgとすると必要な限外濾過圧は100mmHgとなる。また当然のことであるが、患者の血圧その他の状態の測定・検査を行つておく。

以上のように調整された装置は、血液ポンプ2による一定量の血液循環及び限外濾過圧によつて通常の透析が行われ、除水も進行する。除水の進行によつて患者の血液量は減少するが、動脈の収縮によつてある程度血圧が低下しないように保たれる。しかし、除水がさらに進行し、カニユーレ1aを穿刺している血管内の血液の圧力が低下するとチューブ10a内の圧力も低下し、圧力検知器11の測定針13が下方へ移動して第一設定針14の設定値 P_3 と等しくなれば、第一検知信号Rが出力される。第一検知信号Rが出力されると、電磁開閉弁18, 19が閉となつて透析器3内は限外濾過圧が零近辺に低下し、同時に電磁開閉弁21が開となつて透析液が短絡バイパス流路22より透析器3を通らずに直接排出されるので除水の進行は停止する。またこの時一表示灯14aが点灯する。この除水停止状態において、1分間に1回程度数秒間、電磁開閉弁18, 19, 20が開、電磁開閉弁21が閉となつて大流量の透析液が流れ、透析器3内の透析液が極く短時間のうちに入れ替わる。

患者の体内の水分が血液中に移行して血液の量が増加し、血管内の圧力が回復すると第一検知信号Rが出力されなくなり、かつ一定時間経過している場合は電磁開閉弁18, 19が開、電磁開閉弁21が閉に復帰して通常の透析を再開する。したがつて患者は何ら影響のある血圧低下を起こさず、正常な透析を続行することができる。透析中に何らかの異常によりチューブ10a内の圧力が急激に低下した場合は、第二設定針15がこれを検知して第二検知信号Sを出力し、血液ポンプ2を停止するとともに警報音及び表示灯により看護婦に知らせる。

したがつてこの実施例によると、患者の血圧を頻繁に測定しなくとも、またそのたび毎に限外濾過圧を調節して除水速度を調整しなくとも、初期に設定したとおりの除水が安全に行われる。この実施例において、除水の進行とともに血液の濃度が高くなり、カニユーレ1a内の流体抵抗が増加して圧力降下が増大する。したがつて、それだけチューブ10a内の圧力は余計に低下することとなり、血管内の血液の圧力が零になる以前に第一検知信号Rが出力されるので、より安全である。患者によりこの血液濃度の増大が見込めない場合、または種々の事情により別個に安全側に余裕をもちたい場合は、第一設定針14を P_3 の90~95%程度の値に設定すればよい。また、 P_2 を求めるのに循環時シャント圧 P_2 と静止時シャント圧 P_1 を実測してこれらの差を計算したが、簡便法として、あらかじめ種々の内径のカニユーレについて、血液のヘマトリック値及び血液流量値等をパラメータとする圧力降下量を求めて一覧表またはグラフにしておき、透析時にはその一覧表またはグラフによつて P_2 を求めることとしてもよい。本発明の発明者は、 P_2 を求める両者の方法を実施し、これらがほぼ一致することを確認している。

本実施例において、圧力検知器11として前述したように目盛板上で設定針を移動させて検知信号を得るものを用いたが、圧力測定部及び所定圧力値の設定部を有して測定圧力が設定圧力以下になつた際に検知信号を出力するものであればよく、例示したものに限定されることはない。例えば圧力を歪ゲージ、または半導体等により電気信号に変換し、電氣的に設定した値と測定圧力信号

値とを電氣的に比較して検知信号を出力するように構成してもよい。また、この際に圧力検知器 11 のセンサー部分をチューブ 10 a、カニユーレ 1 a または血液ポンプ 2 等に直接取付けることも可能である。

本実施例に追加して、透析液を加熱するためのヒータを設ける場合は、透析液の供給停止とともに当該ヒータをオフとするか、またはヒータをオフとせず、透析液の過熱を防ぐため透析液が透析器 3 の外方を流れるようなバイパス回路を設けるように構成してもよい。

上記自動透析装置によれば、患者に対する従来のような頻繁な血圧測定やその度毎の除水速度の調整が不要なため大幅な省力化が計れる。また、過度の除水による血圧低下が防止され、かつ除水速度を限度まで充分速くしてクリンアランス及び除水ともに高い効率を得られる。カニユーレ 1 a のトラブル等による異常時には、血液ポンプ 2 が停止される等、患者の安全が計られており、監視の程度を緩めることが可能であるとともにシャントを保護して長寿命化が計れる。除水停止状態においても、透析液が一定時間毎に入れ替わるので除水以外の透析は通常どおり行われる。また透析液の入れ替えに要する時間は極く短いので、入れ替え中にも除水はほとんど行われぬ。また当然に、少量の除水を行う場合でも本装置を使用でき、その場合は安定した透析・除水を安全に行うことができる。

なお、通常の透析過程ではチューブ 10 a 内の圧力すなわち圧力検知器 11 の検出する圧力の変化に応じて限外濾過圧を加減調整するようにしてもよい。例えばマイクロコンピュータを使用し、患者に関するデータ、装置に使用する機器に関するデータ、チューブ 10 a 内の圧力値と各種データをもとに最適の限外濾過圧を得るためのプログラム等をあらかじめ記憶させておき、チューブ 10 a 内の圧力に応じてサーボモータ、サーボ弁等を作動させて最も安全かつ効率的な透析を行うようにしてもよい。

(発明の効果)

本発明によれば、血液ポンプの上流側に、即ち軀体に近い血液回路途上に血液の圧力を測定する圧力検知器を設けるため、該検知器によつて患者の血圧変動を継続的に検知することができ、これ

がために従来のように患者に対する頻繁な血圧測定が不要となる。

また本発明によれば、透析液側の陰圧によつて透析器内に所要の限外濾過圧を得るが、この透析器に接続された透析液の給入路および排出路に開閉弁が設けられており、上記圧力検知器が所定圧力値の設定部を有し、かつ測定圧力が設定圧力以下になった際に検知信号を出力し、弁開閉制御手段により検知信号に基づいて上記両開閉が閉止されるようになされているから、血圧の異常降下にもなつて自動的に限外濾過圧が零近辺となつて除水速度が調整され、手動操作による面倒な除水調整作業が不要となり、過度の除水による血圧低下を未然に防止できて安定した透析を行うことができる。また、その結果除水速度を充分に高くして高い効率を得ることができる。

したがつて、透析時間の短縮による患者の拘束時間の短縮、人的ミス発生の軽減による患者の安全の増大、また省力化と時間短縮による透析費用の大幅な軽減等、実用上多大の効果を有する。

また、本発明において、透析液の給入路の開閉弁よりも上流側と排出路の透析液ポンプよりも上流側とを短絡する開閉弁付きの短絡バイパス路が設けられ、前記弁開閉制御手段が該バイパス路の開閉弁を透析液の給入路および排出路の開閉弁とは逆の開閉状態に作動させるものである構成を採用すれば、限外濾過圧を零近辺とする除水停止期間内においても透析液ポンプは停止させることなく透析中と同様に運転を継続することができ、該ポンプの停止・駆動を上記供給路の開閉弁と同期させるための操作及び制御機構を省略できる利点がある。

図面の簡単な説明

第 1 図は従来の透析装置の一例を示す図、第 2 図は本発明の原理を説明するための血管とカニユーレを示す図、第 3 図は本発明の実施例を示す図、第 4 図は同じく圧力検知器の実施例を示す図である。

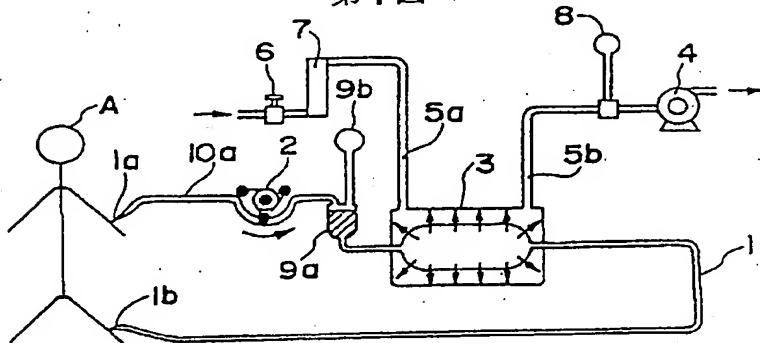
A……軀体、1 a, 1 b……カニユーレ、2……血液ポンプ、3……透析器、4……透析液ポンプ、6……流量調整弁（絞り手段）、10 b……モニターチューブ（圧力測定部）、11……圧力検知器、12……目盛板（所定圧力値の設定部）、13……測定針（圧力測定部）、14……第一設

13

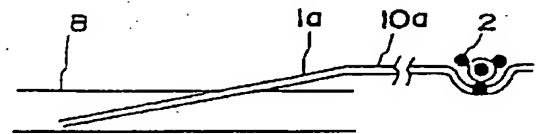
14

定針（所定圧力値の設定部）、16……給入路、閉弁）、22……短絡バイパス流路。
17……排出路、18、21……電磁開閉弁（開

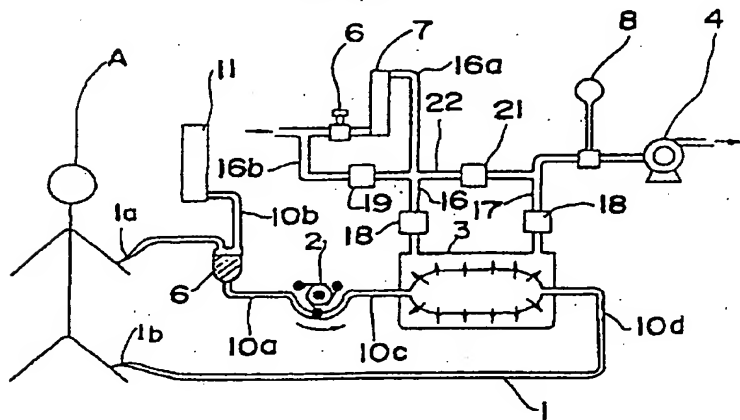
第1図



第2図



第3図



第4図

